

SPECTシステムにおける空間分解能改善：ベッセル関数を点拡がり関数とする投影画像の逆畳み込み

著者	劉 赫
出版者	法政大学大学院理工学研究科
雑誌名	法政大学大学院紀要．理工学・工学研究科編
巻	61
ページ	1-6
発行年	2020-03-24
URL	http://doi.org/10.15002/00022911

SPECT システムにおける空間分解能改善 ベッセル関数を点拡がり関数とする投影画像の逆畳み込み

Improvement of the resolution in SPECT system De-convolution in the projection images by the PSF the Bessel Function made

劉 赫

Liu He

指導教授 尾川浩一

法政大学大学院理工学研究科応用情報工学専攻修士課程

This work presents a de-blurring method of images obtained by a Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) system. The point spread function of a SPECT system with a single-pinhole collimeter can be approximated by a Bessel Function. We produced projection images by a Monte-Carlo simulation and applied a de-convolution with the PSF. In the simulation, we applied a pinhole collimeter with sizes of 2, 3, 4 mm, and de-convolute 1 big circle phantom, 5 small circles phantom at different place and 1 brain phantom. As a result, the proposed method significantly improved the spatial resolution of the reconstructed images. This result suggests that large pinholes for a SPECT system can provide both sensitivity and spatial resolution.

Key Words: SPECT, PSF, de-convolution, Monte-Carlo simulation

1. はじめに

現在の医療においては、放射線を用いた断層画像の取得が欠かせない。SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography)はそのためのシステムの一つである。このシステムでは、患者の体内に放射性同位元素を含む薬剤を投与し、そこから放射されるガンマ線の三次元分布を再構成する。ここで用いる薬剤は、がんや腫瘍部位に蓄積しやすい物を使用するため、ガンマ線の分布は患部を示すことになる。また、薬剤は血液を通して移動するため、ガンマ線分布の時間変化を追うことで、体内臓器の機能を可視化することもできる。

SPECT による断層画像取得には、検出器の前面にコリメータを設置し、被検体の周囲を検出器が回転する。こうすることで、様々な方向からのガンマ線を検出でき、三次元画像を再構成できる。この再構成画像の画質は2つの要素で決まる。感度と空間分解能である。一般的に、コリメータ径が大きいほどガンマ線が通過するため感度が高くなる。その代わり、到来方向の決定精度が落ちるため、空間分解能は劣化する。すなわち、感度と分解能の両立は難しい。

これを解決する一つの方法は、コリメータ径を小さくして空間分解能を高め、感度の低下は収集時間を長くするまたは投与する放射性同位元素の強度を高めて補う、というものである。しかし、これは当然患者への負担が増加する。

そこで本研究では、大きいコリメータ径を使用して感度を高め、劣化した空間分解能は点拡がり関数 (point spread function; PSF) の逆畳み込みで補う方法を提案する。一般に、SPECT 画像の PSF は場所依存性があることが知られており、単純な逆畳み込みは難しいと考えられる。しかし、場所依存性の程度はきちんと調べられて

おらず、同一の PSF で空間分解能が改善されるかどうかは自明ではない。本研究では、簡単のためシングルピンホールコリメータを仮定し、同一 PSF を用いた逆畳み込みの有効性を検証した。

本論文は次のように構成されている。第2節では、提案手法および画像の投影・再構成方法を述べる。第3節では、本研究で行ったシミュレーションおよび結果を示す。第4節で本研究での提案手法の有効性を議論し、第5節で結論を述べる。

2. 理論

本研究では、シングルピンホールコリメータを用いた SPECT システムの空間分解能改善のため、PSF の逆畳み込みシミュレーションを行った。以下では、投影画像の取得方法、画像再構成方法、PSF の逆畳み込み方法について述べる。

A. モンテカルロシミュレーションによる 投影画像取得

SPECT システムにおいては被検体やジオメトリが複雑なため、発生した全てのガンマ線の軌道を解析的に追跡するのは難しい。そこで本研究では、モンテカルロ法を用いた光子輸送シミュレーションを行った。ファントムとして任意の線源分布を与え、そこから発生した光子に様々な相互作用をさせ検出器に入射させるコードを開発した。ここでは、相互作用として光電効果、コンプトン散乱、コヒーレント散乱 (レイリー散乱) の3つを仮定した。これらの相互作用はガンマ線と物質との代表的な相互作用である。本研究で扱うガンマ線光子のエネ

ルギーは 140 keV としているため、電子対生成は考慮しなかった。

光子輸送シミュレーションの大まかな流れは次の通りである。

1. 物体内の各点からランダムに光子を発生
2. ピンホールコリメータを用い、特定の軌道の光子のみ投影画像として収集
3. 検出器を回転させ、異なる角度の投影画像を取得

B. 画像再構成方法

光子輸送シミュレーションで得られた投影画像に対し、ML-EM (Maximum Likelihood Expectation Maximization) 法というアルゴリズムを適用し、画像再構成を行った。ML-EM 法は検出された光子がポアソン分布に従う性質を利用し、その対数尤度を最大化させるように画像を再構成する手法である。その際、EM アルゴリズムを適用し、得られた投影画像と矛盾が内容に逐次近似を行う。ML-EM 法における画像更新は次のように行う。

$$\lambda_j^{n+1} = \frac{\lambda_j^{(k+1)}}{\sum_{i=1}^{(k)} C_{ij}} \sum_{i=1}^n \frac{y_i C_{ij}}{\sum_{j'=1}^m C_{ij'} \lambda_{j'}^{(k)}} \quad (1)$$

式の中の各記号の意味は表 I にまとめた。

Table I
ML-EM 法の記号定義

i	検出器番号
j	画素番号
k	反復回数
m	再構成画像の総画素数
n	検出器の総画素数
C_{ij}	検出確率
λ_j	画素の位置 j における画素値
y_i	検出器の位置 i における投影データ

しかし、SPECT システムの画像再構成においては、検出確率 C_{ij} に吸収の項が含まれていない。また、より良い画質の画像を再構成するには、サンプリング間隔を細かくする方が望ましい。そこで本研究では、前者を補正する吸収補正、後者のためのサンプル点補間を行った。以下、それぞれについて説明する。

被検体内部から放射されたガンマ線は、検出器に到達されるまでに物体内部で相互作用を起こし、減衰される。その減衰の度合いは、次のランベルト・ベールの法則に従う。

$$I = I_0 \exp(-\int \mu dx) \quad (2)$$

ここで、 I はガンマ線の強度、 I_0 はその初期強度、 μ は線減衰係数、 x は光子の軌道を示す。物体内部における線減衰係数の分布は CT 画像などから既知とみなせる。

そこで本研究では、この減衰量を ML-EM 法における画像再構成に組み込むことで、吸収補正を行った。

画像再構成においてアーチファクトを避けるには、サンプリングの間隔に注意する必要がある。SPECT 画像の場合には、検出器のピクセルサイズを再構成画像のそれよりも小さくする必要がある。そこで本研究では、図 1 に示すようなサンプル点補間を行った。

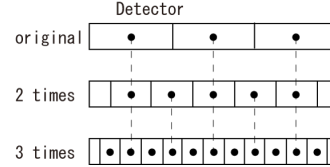


Fig. 1. サンプル点補間の概念図. 検出器の各ピクセルを 2-3 倍に分割する。

C. 空間分解能改善の提案手法

本研究では、取得された投影画像に対し、PSF の逆畳み込みを行うことで、空間分解能の改善を試みた。以下、PSF の取得方法および逆畳み込みについて述べる。

PSF は点線源を投影した時の画像と等価である。ピンホール径が無限小の時は、投影画像もまた点になる。問題なのはピンホール径が有限の大きさを持つ時で、その PSF はピンホールを検出器面に投影したものとなる。ただし、ピンホールの直下、すなわち検出器の中心では PSF の形状は円柱型となり、数学的に取り扱いやすい。円柱関数をフーリエ変換すると、次のベッセル関数で表すことができる。

$$B\{\text{circle}(r)\} = \frac{1}{2\pi\rho^2} \int_0^{2\pi\rho} r' J_0(r') dr' = \frac{J_1(2\pi\rho)}{\rho} \quad (3)$$

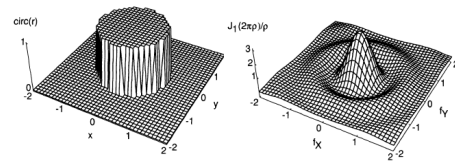


Fig. 2. Bessel Function

そこで本研究では、検出器の前面で PSF はベッセル関数で表すことができると仮定した。

こうして得られた PSF を使い、投影画像の逆畳み込みを行った。逆畳み込みは、フーリエ空間での除算により行った。具体的には、次のような式を用いた。

$$F(x, y) = \frac{G(x, y)}{H(x, y)} \quad (4)$$

複素数を用いて、実部と虚部に分けると、次のようになる。

$$F(x, y) = G(x, y) \frac{H_{Re}(x, y) - iH_{Im}(x, y)}{H_{Re}(x, y)^2 + H_{Im}(x, y)^2} \quad (5)$$

数式の全体を複素数の実部と虚部に分けると、

$$F_{Re}(x, y) = \frac{G_{Re}(x, y)H_{Re}(x, y) + G_{Im}(x, y)H_{Im}(x, y)}{H_{Re}(x, y)^2 + H_{Im}(x, y)^2} \quad (6)$$

$$F_{Im}(x, y) = \frac{G_{Im}(x, y)H_{Re}(x, y) - G_{Re}(x, y)H_{Im}(x, y)}{H_{Re}(x, y)^2 + H_{Im}(x, y)^2} \quad (7)$$

となる。

3. シミュレーション

本研究では、SPECT システムにおける PSF の逆畳み込みの有効性を検証するため、簡単なジオメトリを仮定してシミュレーションを行った。

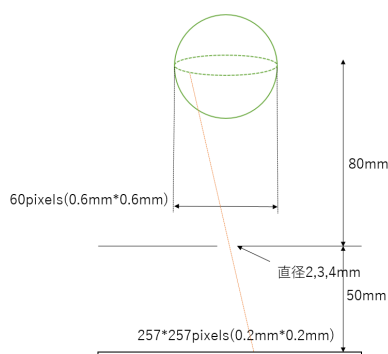


Fig. 3. シングルピンホールシステムのジオメトリ

図3に示すように、被検体からコリメータまでの距離(回転半径)は8 cm、コリメータ-検出器間は5 cmとし、60 方向の投影画像を取得した。その際、ピンホール径は0.2, 0.3, 0.4 cmの3種類を使用し、感度の違いを検証した。

ここで、ファントムは5種類用いた。まず最も簡単な点線源を使い、逆畳み込みの実装そのものの検証を行った。次に、大きさを持った球ファントム、および水を入れた水球ファントムを使い、ファントムサイズの依存性および吸収補正の妥当性を検証した。さらに、5つの小球ファントムを使い、PSFの場所依存性を検証した。最後に、脳ファントムを使い、実際の画像診断への適用可能性を検討した。各ファントムから放射される光子数は、統計雑音の影響を避けるために十分な量とした。詳しいシミュレーション条件は表IIにまとめた。以下、ピンホール径の大きさ依存性、および各ファントムにおける再構成画像および逆畳み込みの結果を示す。

図4に球ファントム、五つの小球ファントム及び脳ファントムを示す。点線源ファントムの画像は一つの点

しかない。空気と水の球ファントムは(a)のファントムを使用した。複数の小球ファントムは使用したファントムが(b)で、脳ファントムは(c)である。

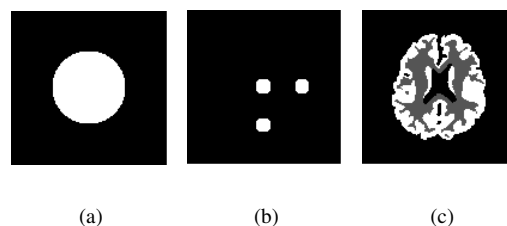


Fig. 4. 球ファントム(左), 小球ファントム(中央), 脳ファントム(右)

Table II

点線源とファントムのシミュレーション条件

再構成物体	点線源, 球, 脳ファントム
媒質	空気, 水, カルシウム
発生光子数	1 億/pixel, 200 万/pixel(脳で水), 600 万/pixel(脳と骨)
投影数	60
半径 [pixel]	30 (球ファントム), 6 (小球ファントム)
領域画像サイズ	128 × 128 × 128 voxels
検出器サイズ	257 × 257 pixels
領域ピクセルサイズ	0.06 cm
検出器ピクセルサイズ	0.02 cm
回転半径	8cm
コリメータと検出器間の距離	5 cm
開口角	30 度
ピンホール直径	0.2, 0.3, 0.4 cm
再構成手法	ML-EM 法
反復回数	30
補正	サンプル点補間, 吸収補正

A. ピンホール径と感度

図5に球ファントムにおけるピンホール径ごとの投影画像を示す。ピンホール径が大きければ大きいほど、投影画像の感度が高い一方、分解能は劣化していることがわかる。この感度と分解能の両立を実現するのが本研究の目的である。以下、各ファントムについての逆畳み込みの結果を示す。

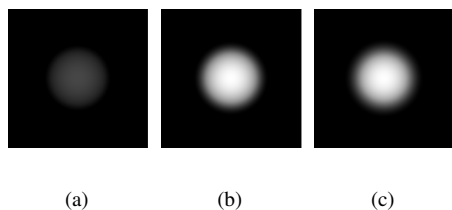


Fig. 5. ピンホール径を 0.2 cm(左), 0.3 cm(中央), 0.4 cm(右) とした時の球ファントムの投影画像.

B. 点線源

無限小のピンホールを通過して取得された投影画像は一つの点になる。つまり、点線源の投影画像に逆畳み込みを適用した結果、点画像が得られれば、逆畳み込みの実装ができていると確認できる。図 6 にピンホール径を 0.2 cm とした時の点線源の投影画像 (左) と逆畳み込み結果 (右) を示す。逆畳み込みをした画像は点画像となっており、本研究における逆畳み込みの実装がうまくできていることを示している。

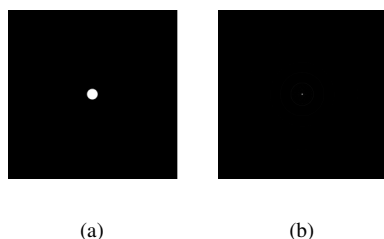


Fig. 6. ピンホール径を 0.2 cm とした時の点線源の投影画像 (左)、および逆畳み込みした結果 (右).

C. 空気の球ファントム

次に、半径 1.8 cm の球の画像再構成結果を図 7~9 に示す。どのピンホール径においても、通常の再構成画像 (中央) は光線追跡法による手法 (左; 無限小ピンホール) と比べてぼけてしまっていることがわかる。しかし、逆畳み込みを適用した結果 (右)、再構成画像は鮮鋭になり、光線追跡法による結果に近づいたことが分かる。

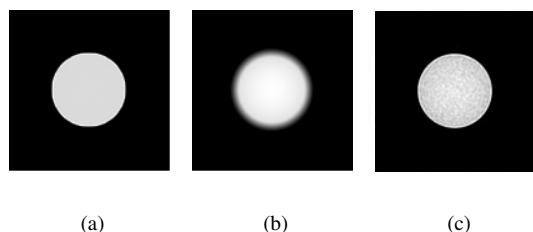


Fig. 7. 光線追跡法で得られた球ファントムの再構成画像 (左), 孔径が 0.2 cm の再構成画像 (中央), 逆畳み込み後の再構成画像 (右)

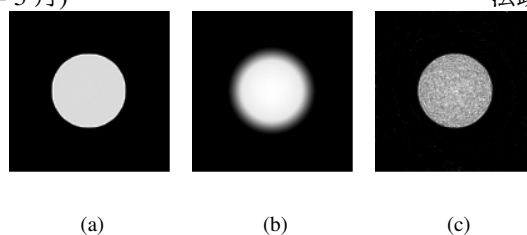


Fig. 8. 光線追跡法で得られた球ファントムの再構成画像 (左), 孔径が 0.3 cm の再構成画像 (中央), 逆畳み込み後の再構成画像 (右).

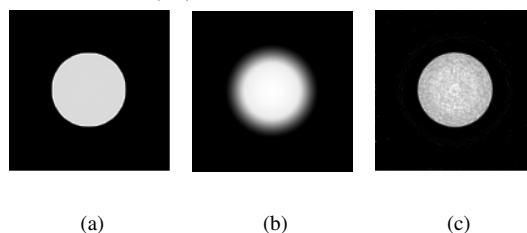


Fig. 9. 光線追跡法で得られた球ファントムの再構成画像 (左), 孔径が 0.4 cm の再構成画像 (中央), 逆畳み込み後の再構成画像 (右).

D. 水の球ファントム

前節と同じ球ファントムに水を満たした時の結果を図 10~12 に示す。球ファントムの時と同じく、逆畳み込みをした結果、画像が鮮鋭化されたことがわかる。このことは、本研究における手法が吸収補正をしてもなお適用可能であることを示す。

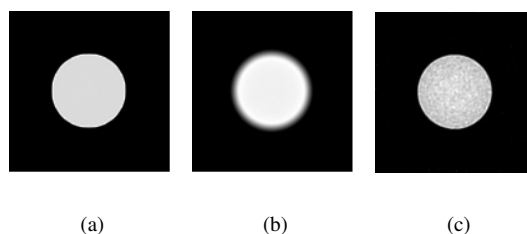


Fig. 10. 光線追跡法で得られた水球ファントムの再構成画像 (左), 孔径が 0.2 cm の再構成画像 (中央), 逆畳み込み後の再構成画像 (右).

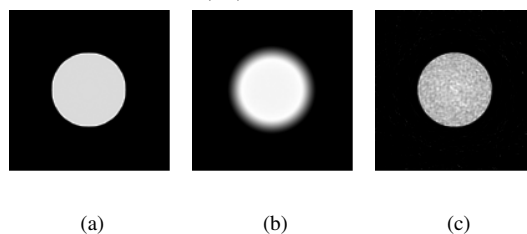


Fig. 11. 光線追跡法で得られた水球ファントムの再構成画像 (左), 孔径が 0.3 cm の再構成画像 (中央), 逆畳み込み後の再構成画像 (右).

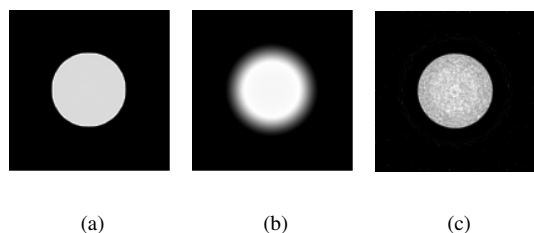


Fig. 12. 光線追跡法で得られた水球ファントムの再構成画像 (左), 孔径が 0.4 cm の再構成画像 (中央), 逆畳み込み後の再構成画像 (右).

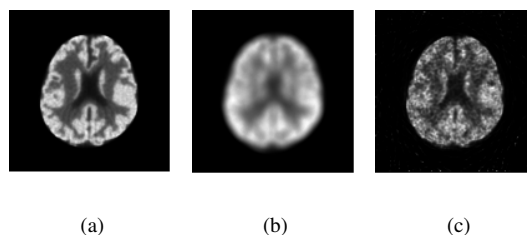


Fig. 14. 光線追跡法で得られた再構成画像 (左), ピンホール径 0.2 cm とした時の再構成画像 (中央), 逆畳み込み後の再構成画像 (右).

E. 小球ファントム

次に、PSF の場所依存性が再構成結果に与える影響を調査するため、複数の小球を持つファントムの再構成結果を図 13 に示す。逆畳み込みをした結果画像 (右) を見ると、まず中心の小球が鮮鋭化されたことがわかる。一方、同画像の中央下および右にある小球は形がやや歪んでしまったことが見て取れる。これは、PSF が場所によって異なるにもかかわらず、同一の PSF で逆畳み込みを行った結果であると解釈できる。しかし、逆畳み込みをしなかった画像 (図 13 中央) と比べると、小球そのものは鮮鋭化されていることがわかる。つまり、PSF の場所依存性は無視できないものの、それでも画質は改善されたことを示している。

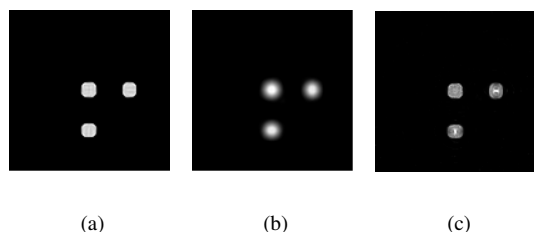


Fig. 13. 光線追跡法で得られた小球ファントムの再構成画像 (左), ピンホール径 0.2 cm とした時の再構成画像 (中央), 逆畳み込み後の再構成画像 (右).

F. 脳ファントム

最後に、脳ファントムを用いた時の再構成結果を図 14 に示す。通常の再構成画像 (中央) と比べ、逆畳み込みをした画像 (右) では細部に至るまで綺麗に再構成できていることがわかる。このことは、本研究での手法が実際の臨床に用いる画像に対しても有用であることを示唆する。

4. 議論

A. 逆畳み込みによる空間分解能改善の利点と限界

本研究では、簡単なジオメトリを仮定し、逆畳み込みによる SPECT 画像の空間分解能改善を検討した。その結果、光子と物質との相互作用による減衰を考慮しても、脳ファントムの再構成画像の鮮鋭化を確認できた (14 右)。つまり、本手法を適用すれば、コリメータ径を大きくして感度を高くしつつ空間分解能を劣化も防ぐことができる。

しかし、本研究ではまだ検討すべき項目も多くある。まず、本研究では統計雑音の影響を避けるため、多量の光子数を仮定した。しかし臨床画像では線源の強度が限られているため、それほど多くの光子を検出することはできない。そのため、どれほどの統計雑音が許容可能なのか、検証する必要がある。

また、本研究では PSF ベッセル関数で表現できることを仮定した。しかし実際には PSF の形状はシステムによって異なる。そのため、個々のシステムにおける PSF の形状を正確に取得する方法を確立させる必要がある。

B. 点拡がり関数の場所依存性

本研究では、SPECT 画像の PSF は検出器面上で一定と仮定して逆畳み込みを行った。しかし実際には、PSF は場所によって異なることが知られている。このことは本研究でのシミュレーション結果にも表れていた (図 13)。

本シミュレーションにおいては、それでも画像は鮮鋭化されたことから、PSF の場所依存性を無視したとしても逆畳み込みを適用した方が画質が改善されることを示唆する。しかし、PSF の場所依存性を考慮した逆畳み込みを実現できれば、より画質は向上するはずである。そのため将来研究として、場所ごとの PSF を正確に推定し、より適切な逆畳み込みを実現することが考えられる。

5. 結論

本研究では、シングルピンホールコリメータを用いた SPECT 画像の空間分解能向上実現のため、ベッセル関数による PSF の逆畳み込みを行った。その結果、簡単な球ファントムだけでなく、複雑な脳ファントムの細部に至るまで、再構成画像は鮮鋭化された。PSF の場所依存性があることは確認されたが、それでも逆畳み込みを適用した方が画質が改善されることを確認した。これらの結果は、SPECT システムにおいてピンホール径を大きくして感度を高め、逆畳み込みによって空間分解能を改善することで、感度と空間分解能の両立が可能であることを示唆する。

謝辞

本研究を進めるにあたり、ご指導をいただきました尾川浩一教授、教務助手の村田一心氏、多くの知識やアドバイスをいただきました藤代鷹平氏を始めとする SPECT 班、並びに尾川研究室の皆様に感謝いたします。

参考文献

- [1] Philipp Ritt, Hans Vija, Joachim Hornegger and Torsten Kuwert: *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*. Absolute Quantification in SPECT. 38, pp.69-77, 2011.
- [2] Sherif Iskander and Ami. E. Iskandrian: *JACC*. Risk Assessment Using Single-Photon Emission Computed Tomographic Technetium-99m Sestamibi Imaging. 32, 1, pp.57-62, 1998.
- [3] James A. Patton and Timothy G. Turkington: *Journal of Nuclear Medicine Technology*. SPECT/CT Physical Principles and Attenuation Correction. 36, pp.1-10, 2008.
- [4] Simon R. Cherry, James A. Sorenson: *Physics in Nuclear Medicine*. pp.229-324, 2003.
- [5] Philippe P.Bruyant: *The Journal of Nuclear Medicine*. Analytic and Iterative Reconstruction Algorithms in SPECT. 43, pp.1343-1358, 2002.
- [6] 尾川浩一: *JSNMT シンポジウム*. SPECT におけるモンテカルロシミュレーション技術. 3, pp.112-119, 2001.
- [7] Patrizio Campisi and Karen Egiazarian: *Blind image deconvolution theory and applications*. pp.1-41, 2001.
- [8] Joseph W. Goodman: *Introduction to Fourier Optics*. pp.4-16, 1968.
- [9] 辺牟木 勇太郎: 3 検出器マルチピンホール SPECT における再構成画像の画質改善. pp.1-73, 2016.
- [10] F Edward Boas and Dominik Fleischmann: *Imaging Med.*. CT artifacts: Causes and Reduction Techniques. 4, pp.229-240, 2012.
- [11] 小原成晴: ピンホール型 SPECT システムにおける再構成画像の応答関数の研究. pp.1-37, 2018.